

Курзюкова А.Ю., Одложликова А., Штавик М.

ТЕСТИРОВАНИЕ МЕТОДА УСТРАНЕНИЯ АРТЕФАКТОВ НА СНИМКАХ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

Аннотация. Облучение онкологических пациентов с имплантированными кардиостимуляторами может стать причиной сбоев в работе данных устройств. В дополнении к этому не всегда представляется возможным составление качественного плана лучевой терапии, позволяющего уменьшить дозу, получаемую кардиостимулятором, вследствие наличия металлических артефактов на снимках планирующей компьютерной томографии. Для решения данной проблемы в Масариковом онкологическом институте был протестирован MDT метод устранения артефактов. Результаты, полученные в ходе эксперимента, подтверждают необходимость использования данного метода в медицинской практике.

Ключевые слова: артефакты, лучевая терапия, кардиостимуляторы.

Abstract. Irradiation of cancer patients with cardiac implantable devices can cause malfunctions in their devices. So, it is necessary to make irradiation plan properly minimizing the dose received by cardiac devices and electrodes. But it is not always possible because the planning computed tomography scans have metal artifacts. To solve this problem, we have tested Metal Deletion Technique in Masaryk Memorial Cancer Institute. The data obtained from this experiment confirm the necessity of MDT application in medical practice.

Keywords: artifacts, radiotherapy, cardiac devices.

Введение

Стремительное развитие технологий и создание новых методик для проведения лучевой терапии способствует качественному облучению онкологических пациентов. Однако число злокачественных новообразований, находящихся в непосредственной близости от сердца растет с каждым годом [1, 3, 4]. Вместе с этим увеличивается число пациентов с имплантированными кардиостимуляторами, которым также была назначена лучевая терапия.

Ионизирующее излучение, используемой при лучевой терапии, может стать причиной неправильной работы кардиостимуляторов вследствие частичного или полного нарушения различных функций в самом стимуляторе или искажения сигналов, идущих по электродам от него к сердцу и наоборот [6 – 9]. Поэтому в таких случаях необходимо особенно тщательно проводить расчет доз при создании плана облучения, минимизируя дозу излучения, получаемую кардиостимуляторами и электродами. Этому может способствовать качественное планирование лучевой терапии, проводимое с учетом вносимых кардиостимулятором искажений в снимки компьютерной томографии (КТ).

На практике при планировании лучевой терапии чаще всего возникает проблема правильного контурирования критических органов, области опухоли,

имплантируемых кардиоустройств и электродов вследствие низкого качества изображений компьютерной томографии. Сложность заключается в том, что при наличии кардиоимплантатов на снимках КТ в результате взаимодействия ионизирующего излучения с металлом появляются артефакты, которые ухудшают качество изображения и могут стать причиной неправильного контурирования необходимых областей в каждом срезе снимка. Такие металлические имплантаты на снимках компьютерной томографии помимо ярких белых областей, соответствующих металлу по шкале ослабления рентгеновского излучения, дают полосы различной степени серости, что мешает их отличить от жизненно важных органов или области самой опухоли. Металлические артефакты вносят погрешности в план облучения и, следовательно, в расчет доз, получаемых имплантированными устройствами.

Методика эксперимента

Для решения данной проблемы в Масариковом онкологическом институте был протестирован MDT метод устранения металлических артефактов [2]. Для проведения эксперимента было выбрано 9 пациентов, которым ранее был имплантирован кардиостимулятор, с различными локализациями опухоли, подтверждающими близость расположения области опухоли к устройству. При планировании лучевой терапии использовались такие техники облучения, как 3D-CRT (техника нескольких статических полей, направленных с разных сторон), IMRT (техника с модуляцией по интенсивности излучения), VMAT (облучение проводится под разными углами) и SBRT (наличие специального оборудования, фиксирующего расположение опухоли). Облучение проводилось на линейных ускорителях разных моделей с энергиями 6 и 18 МэВ: Clinac 600C, Clinac 2100CD, Clinac iX, TrueBeam и Synergy. В Таблице 1 представлены основные характеристики пациентов и параметры облучения.

Таблица 1 – Параметры плана облучения и характеристики исследуемой группы пациентов

Номер пациента	Локализация опухоли	Техника облучения	Доза (D), Гр
№ 1	Молочные железы + лимфоузлы	3D-CRT	50
№ 2	Пищевод	3D-CRT	35
№ 3	Пищевод	IMRT	45
№ 4	Голова и шея	IMRT, VMAT	70
№ 5	Голова и шея	3D-CRT	46
№ 6	Молочные железы	3D-CRT	40
№ 7	Легкие	VMAT (SBRT)	35
№ 8	Легкие	RA	20
№ 9	Молочные железы	3D-CRT	50

Планирование проводилось в системе планирования Eclipse 11.0 фирмы VARIAN. Облучение проходило на линейном ускорителе с использованием энергии 6 МэВ.

На первом этапе были созданы планы облучения для пациентов без применения MDT метода. Для этого были проконтурированы области кардиостимулятора и электродов. Затем индивидуально для каждого пациента была выбрана энергия и техника облучения, а также были настроены поля. После чего были рассчитаны дозы, получаемые устройствами и электродами.

На втором этапе эксперимента были созданы новые планы облучения для тех же пациентов, но уже с применением MDT метода. Для этого было проведено новое более точное контурирование и скопированы параметры старых планов облучения (энергия, техника облучения, поля). После чего были получены новые значения распределения доз.

В результате были сравнены и проанализированы дозы, получаемые кардиостимуляторами и электродами до и после применения MDT метода устранения артефактов.

Результаты и обсуждение

В планирующей системе VARIAN Eclipse 11.0 были рассчитаны значения доз, приходящиеся на кардиостимулятор (Табл. 2) и электроды (Табл. 3), до и после применения MDT метода устранения артефактов, где D_{\max} – максимальное значение дозы, получаемой кардиоустройством, D_{mean} – среднее значение дозы, получаемой электродами.

Поскольку современные кардиостимуляторы состоят из КМОП-структур, и облучение большими дозами даже одного из компонентов микросхем может привести к выходу устройства из строя, то при расчете доз, получаемых кардиоустройствами, стоит учитывать максимальное значение дозы (D_{\max}). Очевидно, что влияние ионизирующего излучения может привести к помехам, которые искажают сигналы, проходящие по электродам, поэтому в таком случае необходимо учитывать среднее значение дозы (D_{mean}).

По формулам (1) и (2) были рассчитаны значения ошибок измерения доз до и после применения метода устранения артефактов для кардиостимуляторов и электродов соответственно.

$$\sigma = \frac{|D_{\max} - D_{\max}(MDT)|}{D} \cdot 100, \% \quad (1)$$

$$\sigma = \frac{|D_{\text{mean}} - D_{\text{mean}}(MDT)|}{D} \cdot 100, \% \quad (2)$$

Таблица 2 – Дозы на кардиоустройствах до и после применения MDT метода

Номер пациента	Dmax, Гр	Dmax(MDT), Гр	σ , %
№ 1	0,79	2,38	3,18
№ 2	0,92	0,95	0,09
№ 3	0,1	0,36	0,58
№ 4	5,56	4,42	1,63
№ 5	0,86	1,02	0,35
№ 6	2,06	2,38	0,80
№ 7	0,14	0,15	0,03
№ 8	1,32	1,35	0,15
№ 9	0,44	0,11	0,66
*Dmax – доза на ИЭК до применения метода, Dmax(MDT) – доза на ИЭК после применения MDT метода, D – общая доза, которую получил пациент на опухоли, σ – ошибка в определении дозы			

Таблица 3 – Дозы на электродах до и после применения MDT метода

Номер пациента	Dmean, Гр	Dmean(MDT), Гр	σ , %
№ 1	1,02	0,42	1,20
№ 2	4,91	3,61	3,71
№ 3	6,09	6,17	0,18
№ 4	18,48	20,91	3,47
№ 5	0,73	0,23	1,09
№ 6	1,36	1,25	0,28
№ 7	1,1	0,99	0,31
№ 8	1,54	1,69	0,75
№ 9	0,51	0,46	0,10
*Dmean – доза на электродах до применения метода, Dmean(MDT) – доза на электродах после применения MDT метода, D – общая доза, которую получил пациент на опухоли, σ – ошибка в определении дозы			

Анализируя результаты, самая большая ошибка в определении максимальной дозы, полученной кардиостимулятором, наблюдалась в плане 3D-CRT при облучении груди с лимфатическими узлами (пациент №1) и составляла 3,18% от общей дозы. Проблема заключается в том, что молочные железы с лимфоузлами находятся близко к области кардиоустройств, и неправильное контурирование может привести к большим погрешностям в расчете доз.

Также в большинстве случаев в планах без обработки КТ изображений методом MDT наблюдалась тенденция к занижению максимальной дозы, получаемой кардиостимулятором. Более того у пациента №1 было обнаружено, что до применения MDT метода значение дозы на ИЭК было

меньше, чем 2 Гр, в то время как после применения данного метода доза оказалась более 2 Гр. Однако согласно европейскому руководству [5] пациенты, получающие дозу более 2 Гр, относятся к группе среднего риска, а менее 2 Гр – к группе низкого риска. Уход за такими пациентами зависит от этого решения. MDT метод позволяет с большей точностью отнести пациента к правильной группе риска и улучшить качество наблюдения за пациентом.

Анализируя дозы, полученные электродами, наибольшая неточность, вносимая в определение средней дозы, достигает 3,47% от общей дозы в случае рака головы и шеи у пациента №4. Такая недооценка получаемой дозы может быть особенно опасной для данного пациента, поскольку он является зависимым от стимуляции сердца. В таком случае искажение сигнала может привести к неправильной работе кардиостимулятора и, как следствие, к летальному исходу.

На Рисунке 1 можно визуально увидеть применение MDT метода устранения металлических артефактов к снимкам планирующей компьютерной томографии для некоторых пациентов. Слева представлены сканы без применения данного метода, справа – после применения. Очевидно, что во всех случаях качество КТ-изображений улучшилось за счет уменьшения количества металлических артефактов. Важно отметить, что без применения MDT метода точное контурирование почти невозможно.

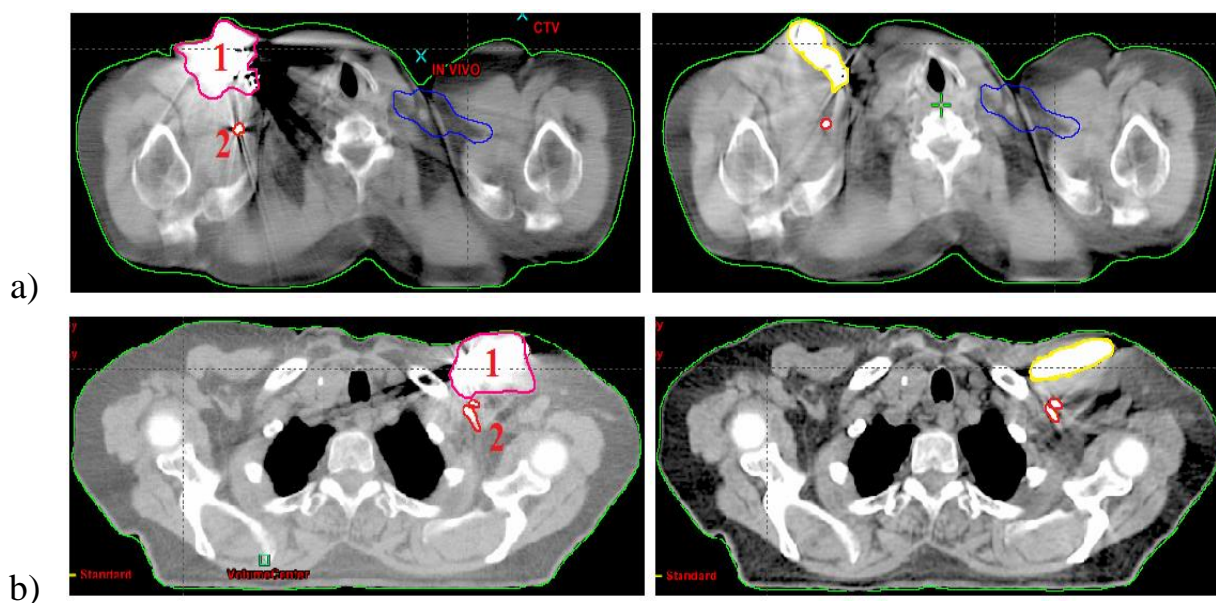


Рисунок 1 – Примеры работы MDT для:

- а) пациента №1, б) пациента №6, где 1 – проконтурованная область с кардиостимулятором, 2 – проконтурованные электроды

На Рисунке 2 продемонстрирована работа MDT метода в случае электродов у пациента №1. До применения данного метода вокруг проконтурированной области 1 хорошо видны металлические артефакты (темные и светлые полосы, расходящиеся от электрода). После использования MDT количество артефактов значительно уменьшилось, что еще раз подтверждает невозможность получения качественных снимков КТ без использования метода устранения артефактов.

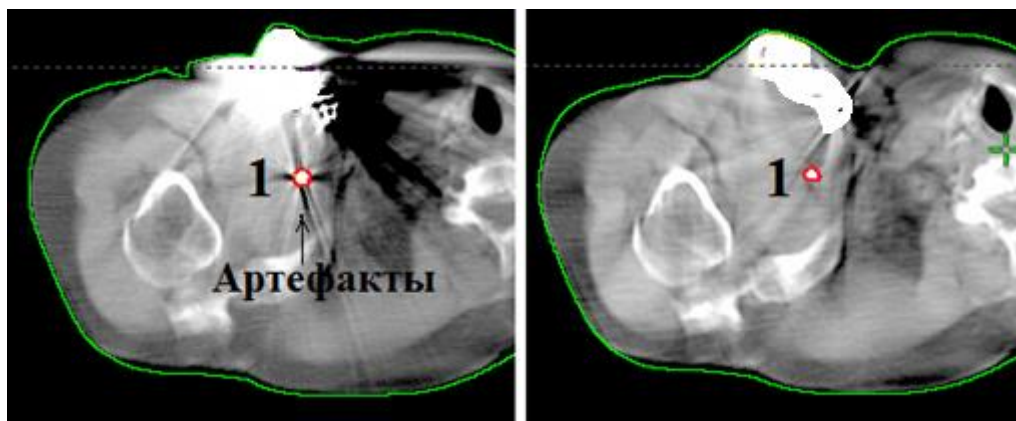


Рисунок 2 – Пример работы MDT метода (1 – проконтурированный электрод)

Заключение

Тестирование MDT метода устранения металлических артефактов на снимках планирующей КТ показало недооценку максимальной дозы, получаемой кардиоустройствами. При этом ошибки в определении максимальной и средней дозы, получаемой ИЭК и электродами, превышают 3% от общей дозы, что делает облучение особенно опасным для пациентов, зависимых от стимуляции.

Более того MDT метод позволяет с большей точностью относить пациентов в правильную группу риска (согласно европейской рекомендации [5]), что является очень важным в медицинской практике, поскольку дальнейшее наблюдение за такими пациентами зависит от этого решения.

В работе было так же показано, что качество КТ-изображений улучшилось после применения MDT метода за счет уменьшения количества металлических артефактов. На снимках, полученных после использования данного метода, можно увидеть хорошо различимые кардиостимуляторы, электроды, опухоль и другие жизненно важные критические органы. Следовательно, точное контурирование почти невозможно без применения данного метода на практике.

Такой подход к процессу планирования лучевой терапии позволяет с большей вероятностью предотвратить появление помех у сигналов, идущих по электродам, а также возникновение неисправностей в кардиоустройствах при воздействии на них ионизирующего излучения.

Библиографический список

1. Первый опыт имплантации бивентрикулярных эндокардиальных кардиостимуляторов / В. Ю. Бондарь [и др.] // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. – 2005. – № 4. – С. 63.
2. Boas F. E. CT artifacts: Causes and reduction techniques / F. E. Boas, D. Fleischmann // Imaging in Medicine. – 2012. – Vol. 4, I. 2. – P. 229–240.
3. High incidence of implantable cardioverter defibrillator malfunctions during radiation therapy: neutrons as a probable cause of soft errors / J. Elders [et al.] // Europace. – 2013. – Vol. 15, I. 1. – P. 60–65.
4. Radiation-induced effects in multiprogrammable pacemakers and implantable defibrillators / R. Fabio [et al.] // PACE. – 1991. – Vol. 14. – P. 2143–2153.
5. DEGRO/DGK guideline for radiotherapy in patients with cardiac implantable electronic devices / B. Gauter-Fleckenstein [et al.] // Strahlentherapie und Onkologie. – 2015. – Vol. 191, I. 5. – P. 393–404.
6. Radiotherapy-Induced Malfunction in Contemporary Cardiovascular Implantable Electronic Devices / J. D. Grant [et al.] // JAMA Oncology. – 2015. – Vol. 1, I. 5. – P. 624–632.
7. Management of radiation oncology patients with a pacemaker or ICD: A new comprehensive practical guideline in The Netherlands / C. W. Hurkmans [et al.] // Radiation Oncology. – 2012. – Vol. 7. – P. 198–208.
8. Life-Threatening Pacemaker Dysfunction Associated With Therapeutic Radiation: A Case Report / A. Zweng [et al.] // Angiology. – 2009. – Vol. 60, I. 4. – P. 509–512.
9. Effects of scatter radiation on ICD and CRT function / S. Kapa [et al.] // Pacing and Clinical Electrophysiology. – 2008. – Vol. 31, I. 6. – P. 727–732.